



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 186 584** ⁽¹³⁾ **C1**
 (51) Int. Cl. 7 **A 61 N 1/00, A 61 B 17/00,**
18/00

RUSSIAN AGENCY
 FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 2001118604/14, 06.07.2001
 (24) Effective date for property rights: 06.07.2001
 (46) Date of publication: 10.08.2002
 (98) Mail address:
 117296, Moskva, ul. Molodezhnaja, 3, kv.204,
 L.G.Bagjanu

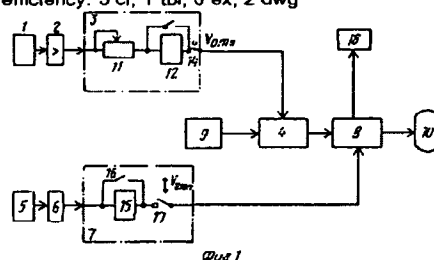
(71) Applicant:
 Zaguskin Sergej L'vovich,
 Borisov Viktor Aleksandrovich,
 Zaguskina Svetlana Sergeevna
 (72) Inventor: Zaguskin S.L.,
 Borisov V.A., Zaguskina S.S.
 (73) Proprietor:
 Zaguskin Sergej L'vovich,
 Borisov Viktor Aleksandrovich,
 Zaguskina Svetlana Sergeevna

(54) **BIOSYNCHRONIZATION SYSTEM OF PHYSIOTHERAPEUTIC AND DESTRUCTIVE IMPACT PROCESSES**

(57) Abstract:

FIELD: medicine. SUBSTANCE: system suggested is designed to conduct biosynchronization of the impact at certain pulse and breathing phases while working with present physiotherapeutic preparations and other sources of physical impact. The suggested system contains pulse and breathing pickup units switched through corresponding amplifiers to the input of the first and second managing centers. Output of every amplifier is switched to controlled input of the first and second switchboards, correspondingly. Switchboards are involved into the successive chain between an output of physiotherapeutic impact source or any other physical impact source and impact object. Biosynchronization system enables to considerably increase the efficiency of

available equipment for physiotherapy, electrophoresis, massaging devices. It favors to increase the quality and decrease the damage of surrounding healthy tissue while working with surgical lasers, ultrasound and other devices. EFFECT: higher efficiency. 5 cl, 1 tbl, 6 ex, 2 dwg



RU 2 186 584 C1

RU 2 186 584 C1



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 186 584⁽¹³⁾ C1
(51) МПК⁷ A 61 N 1/00, A 61 B 17/00,
18/00

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 2001118604/14, 06.07.2001

(24) Дата начала действия патента: 06.07.2001

(46) Дата публикации: 10.08.2002

(56) Ссылки: RU 2033204 C1, 20.04.1995. RU
2088270 C1, 27.08.1997. RU 2153366 C1,
27.07.2000. RU 2080136 C1, 27.05.1997.

(98) Адрес для переписки:
117296, Москва, ул. Молодежная, 3, кв. 204,
Л.Г. Багану

(71) Заявитель:
Загускин Сергей Львович,
Борисов Виктор Александрович,
Загускина Светлана Сергеевна

(72) Изобретатель: Загускин С.Л.,
Борисов В.А., Загускина С.С.

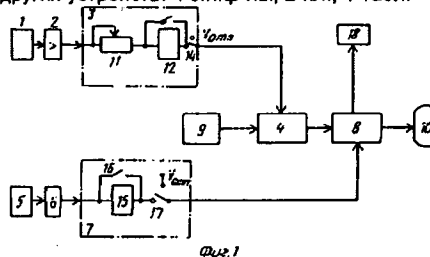
(73) Патентообладатель:
Загускин Сергей Львович,
Борисов Виктор Александрович,
Загускина Светлана Сергеевна

(54) СИСТЕМА БИОСИНХРОНИЗАЦИИ ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ И ДЕСТРУКТИВНЫХ ПРОЦЕССОВ ВОЗДЕЙСТВИЯ

(57) Реферат:

Изобретение относится к области медицины. Система предназначена для осуществления биосинхронизации воздействия с определенными фазами пульса и дыхания при работе с существующими физиотерапевтическими препаратами и другими источниками физических воздействий. Система биосинхронизации содержит датчики пульса и дыхания, подключенные через соответствующие усилители к входу первого и второго узлов управления. Выход каждого из усилителей подключен к управляющему входу соответственно первого и второго коммутаторов. Коммутаторы включены в последовательную цепь между выходом источника физиотерапевтического или другого физического воздействия и объектом воздействия. Система биосинхронизации

позволяет существенно увеличить эффективность существующих аппаратов для физиотерапии, электрофореза, массажеров. Позволяет повысить качество и снизить повреждение окружающей здоровой ткани при работе хирургических лазеров, ультразвука и других устройств. 4 э.п.ф.-лы, 2 ил., 1 табл.



RU 2 186 584 C1

RU 2 186 584 C1

Изобретение относится к области медицины, а именно к устройствам для физиотерапии, и может быть использовано в серийно выпускаемыми аппаратами в качестве комплектующего добавочного блока биосинхронизации - биоуправляемого ключа - на выходе таких аппаратов или других источников физических воздействий.

Известно большое число аппаратов для электротерапии, электрофореза лекарственных и иных веществ, аппаратов для диадинамотерапии, амплипульстерапии, флюктуоризации, индуктотермии, микроволновой терапии, франклинизации, аэроионотерапии, аэрозольтерапии, магнитотерапии, ультразвуковой терапии и фонофореза лекарственных веществ, механо- и вибромассажеров, аппаратов для вакуум-массажа, светотерапии накаливаемыми лампами и источниками ультрафиолетового излучения, лазеротерапии с использованием диодных, твердотельных и газовых лазеров, рентгенотерапии, хирургических лазеров, лазеров для фотодинамической терапии, аппаратов для облучения пучками гамма частиц, протонов и синхротронного облучения [1, 2].

Существующие аппараты для физиотерапии воздействуют на ткани и организм человека без учета фаз кровенаполнения ткани, фаз биоритмов сокращения сердца и дыхания пациента. Однако от фаз этих биоритмов зависит не только величина ответной реакции, но даже ее знак [3-6]. Для лечебного эффекта, преимущественного усиления восстановительных биосинтетических процессов относительно деструктивных необходима синхронизация физиотерапевтического воздействия с фазами усиления энергообеспечения ответных реакций активных клеток с наибольшей чувствительностью, над которыми отрываются капилляры, усиливается диффузия кислорода и транспорт энергетических субстратов в моменты увеличения кровенаполнения ткани в фазы систолы и вдоха. Для избирательной деструкции раковых клеток, удаления дефектов кожи с наименьшим повреждением окружающей здоровой ткани, для уменьшения зоны некроза и тепловой денатурации, для снижения эффективной дозы рентгеновского, гаммаоблучения или других повреждающих воздействий необходима, наоборот, синхронизация физического воздействия (лазерного, рентгеновского и др.) с фазами уменьшения кровенаполнения ткани, уменьшения теплоемкости и теплопроводности ткани в месте воздействия, т. е. синхронизация с фазами выдоха и диастолы [7]. Соответственно при аэрозольтерапии целесообразна синхронизация воздействия с вдохом пациента без биоуправления сигналами датчика пульса.

Наиболее близким к предлагаемому устройству является устройство для физиотерапии, содержащее первый потенциометр, усилитель мощности, коммутатор и генератор, выход которого подключен к одному входу коммутатора, последовательно соединенные датчик пульса, первый усилитель и второй потенциометр, последовательно соединенные датчик

дыхания, второй усилитель и третий потенциометр, последовательно соединенные сумматор, к входам которого подключены первый - третий потенциометры и линия задержки, выход которой соединен с входом усилителя мощности, переключатель полярности, один вход которого соединен с выходом усилителя мощности, а выходы - с вторыми входами коммутатора, и блок управления и индикации, выходы которого соединены с другим входом переключателя полярности и третьим входом коммутатора [4]. Данное устройство обеспечивает биоуправление интенсивностью физиотерапевтического воздействия по сигналам с датчиков пульса и дыхания пациента.

Однако указанное устройство не может использоваться для биосинхронизации с определенными фазами пульса и дыхания с существующими физиотерапевтическими аппаратами и источниками физических воздействий.

Техническим результатом является создание системы, обеспечивающей биосинхронизацию воздействия с определенными фазами пульса и дыхания при работе с существующими физиотерапевтическими аппаратами и другими источниками физических воздействий.

Достигается это тем, что система биосинхронизации физиотерапевтических и других физических воздействий содержит датчик пульса, подключенный через первый усилитель ко входу первого узла управления, выход которого соединен с управляющим входом первого коммутатора, датчик дыхания, подключенный через второй усилитель ко входу второго узла управления, выход которого соединен с управляющим входом второго коммутатора, причем первый и второй коммутаторы включены в последовательную цепь между выходом источника физиотерапевтического или другого физического воздействия и объектом воздействия или выполнены с возможностью последовательного перекрытия или отклонения потока физиотерапевтического или другого физического воздействия с помощью соответствующего механического прерывателя или шторки, кроме того, первый узел управления содержит последовательно соединенные регулируемый элемент задержки и элемент "НЕ", зашунтированный ключом, и двухпозиционный переключатель, причем вход элемента задержки является входом первого узла управления, выход элемента "НЕ" соединен с размыкаемым контактом двухпозиционного переключателя, замыкаемый контакт которого подключен к шине источника отпирающего потенциала, а подвижный контакт является выходом первого узла управления, а второй узел управления содержит элемент "НЕ", зашунтированный ключом, и двухпозиционный переключатель, причем вход элемента "НЕ" является входом второго узла управления, к выходу которого подключен подвижный контакт двухпозиционного переключателя, размыкаемый контакт которого соединен с выходом элемента "НЕ", а замыкаемый контакт - к шине источника отпирающего потенциала, при этом каждый коммутатор

содержит электромагнитное реле для воздействия на механический прерыватель или шторку, а также каждый коммутатор содержит электромагнит для отклонения потока физиотерапевтического или другого физического воздействия.

Сущность изобретения заключается в том, что вышеописанная совокупность существенных признаков позволяет использовать предлагаемую систему с серийно выпускаемыми аппаратами для обеспечения биосинхронизации с определенными фазами ритмов пульса и дыхания пациентов с возможностью изменения фаз воздействия в соответствии с требованиями избирательного усиления либо восстановительных, либо деструктивных процессов.

Сравнение с ближайшим аналогом позволяет утверждать о соответствии критерию "новизна", а отсутствие в аналогах отличительных признаков говорит о соответствии "изобретательскому уровню".

Проведенные испытания подтверждают возможность широкого промышленного использования.

На фиг.1 представлена функциональная блок-схема предложенной системы, на фиг.2 - временные диаграммы ее работы.

Система содержит датчик 1 пульса, подключенный через первый усилитель 2 ко входу первого узла 3 управления, выход которого соединен с управляющим входом первого коммутатора 4.

Кроме того, система содержит датчик 5 дыхания, подключенный через второй усилитель 6 ко входу второго узла 7 управления, выход которого соединен с управляющим входом второго коммутатора 8.

Первый и второй коммутаторы 4 и 8 включены в последовательную цепь между выходом источника 9 физиотерапевтического или другого физического воздействия и объектом 10 воздействия или выполнены с возможностью последовательного перекрытия или отклонения потока физиотерапевтического или другого физического воздействия с помощью соответствующего механического прерывателя или шторки (на фиг. отсутствуют).

Первый узел 3 управления может содержать последовательно соединенные регулируемый элемент 11 задержки и элемент "НЕ" 12, зашунтированный ключом 13, в качестве которого могут быть использованы тумблер или сенсорный выключатель. Кроме того, узел 3 управления содержит двухпозиционный переключатель 14, размыкаемый контакт которого соединен с выходом элемента "НЕ" 12, замыкаемый контакт подключен к шине источника отпирающего потенциала - V_{отп}, а подвижной контакт является выходом первого узла 3 управления.

Второй узел 7 управления содержит элемент "НЕ" 15, зашунтированный ключом 16, и двухпозиционный переключатель 17.

Вход элемента "НЕ" 15 является входом второго узла 7 управления, к выходу которого подключен подвижный контакт двухпозиционного переключателя 17, размыкаемый контакт которого соединен с выходом элемента "НЕ" 15, а замыкаемый

контакт - с шиной источника отпирающего потенциала V_{отп}.

Каждый из коммутаторов 4 и 8 может содержать электромагнитное реле для воздействия на механический прерыватель или шторку (на фиг. отсутствуют). Механический прерыватель или шторка в этом случае должны быть жестко связаны с якорем электромагнита с возможностью перекрытия потока физиотерапевтического или иного физического воздействия, например луча газового или твердотельного лазера, рентгеновского, гамма.

Кроме того, с помощью электромагнита может быть обеспечено перекрытие подачи инфузироваемой жидкости или крови в организм объекта 10 воздействия.

Кроме того, каждый из коммутаторов 4 и 8 может содержать электромагнит для отклонения потока физиотерапевтического или другого физического воздействия.

Кроме того, система содержит блок 18 световой или звуковой индикации фазы дыхания.

Датчик 1 пульса представляет собой пару светодиод-фотодиод в виде прищепки на палец или на ушную раковину, датчик 2 дыхания - терморезистор или термодиод на кронштейне перед носом либо другой известной конструкции (емкостной, механический, графитовый), располагаемый на области движения диафрагмы. Элемент 11 задержки сигнала датчика 1 пульса (для учета различия времени распространения пульсовой волны) содержит четыре положения 0, 0,05, 0,1 и 0,15с в зависимости от разности расстояния от сердца датчика 1 пульса и области физического (лечебного) воздействия. Звуковая индикация фазы вдоха или выдоха, при которых коммутатор 8 замыкает цепь аппарата физического воздействия, производится с помощью микродинамика или наушников - блок 18.

Кроме того, коммутаторы 4 и 8 могут быть выполнены бесконтактными на полупроводниковых элементах.

В варианте слаботочного ключа биосинхронизация может осуществляться с помощью электромагнитного реле для включения и выключения по сигналу с датчика 1 пульса или с датчика 5 дыхания электромагнита для движения шторки (диафрагмы), перекрывающей в нужную фазу (вдох или выдох для датчика дыхания или систола или диастола сердца для датчика пульса) излучение газового лазера или других физических воздействий (гамма излучение, ультрафиолет, рентгеновского излучения в онкологии и т.д.).

При использовании биосинхронизации для электрокоагулятора с током высокой частоты и большой силы для устойчивой работы датчиков дополнительно используются фильтры высокой частоты и электронный ключ (реле), рассчитанный на соответствующую силу тока. Сглаживание переднего и заднего фронта сигнала датчика 1 пульса за счет инерционности сердечника электромагнита (инерционности реле) вполне допустимо, но не должно сдвигать фазу больше, чем на 30%.

При необходимости сохранения постоянного регулируемого уровня сигнала в те фазы пульса и дыхания, при которых первый коммутатор 4 (биосинхронизация по

фазе пульса) и второй коммутатор 8 (биосинхронизация по фазе дыхания) находятся в разомкнутом состоянии, параллельно к ним могут быть подключены переменные сопротивления (резисторы), с помощью которых регулируется постоянный уровень напряжения (сила тока), на который накладывается дополнительное напряжение (ток) в фазах замыкания коммутаторов (фиг.2 вариант 3).

Последний вариант биосинхронизации и введение дополнительных переменных резисторов в устройство необходимы для биосинхронизации физиологически адекватных световых, звуковых и некоторых других физических воздействий, восприятие которых происходит с резко выраженной адаптацией чувствительности к уровню воздействия. Например, увеличение силы звука во время систолы сердца и во время вдоха при прослушивании с любого звуковоспроизводящего устройства (аудиоплеер, магнитофон и др.) должно происходить без полного прерывания звука на некотором постоянном уровне в другие фазы пульса и дыхания пациента. Такой способ использования биосинхронизации необходим для увеличения эффекта целебной музыки, обучения иностранным языкам и ускорения запоминания другой информации, воспринимаемой в виде звуковых или световых сигналов.

Система работает следующим образом.

Сигнал датчика 1 пульса поступает на вход усилителя 2, с выхода которого усиленный сигнал попадает на вход первого узла 3 управления и через элемент 11 задержки поступает на элемент "НЕ" 12, зашунтированный ключом 13, что позволяет в зависимости от положения последнего задавать фазу воздействия (сistolы или диастолы). Исходное положение двухпозиционного переключателя 14 не влияет на управление коммутатором 4 в заданной фазе пульса, однако при его переключении отпирающий потенциал постоянно поступает на вход управления коммутатором и последний постоянно замкнут, не влияя на передачу физиотерапевтического или другого физического воздействия.

Аналогично, но без задержки работает второй узел 7 управления коммутатором 8.

При этом сигнал с датчика 5 дыхания после прохождения усилителя 6 поступает на вход элемента "НЕ" 15, зашунтированного ключом 16, и далее через двухпозиционный переключатель 17 на управляющий вход коммутатора 8, имеющего выход на блок 18 звуковой индикации фазы вдоха или выдоха.

При переключении двухпозиционного переключателя 17 в другое положение на управляющий вход коммутатора 8 поступает постоянное отпирающее напряжение, в результате чего коммутатор 8 не влияет на прохождение физиотерапевтического или другого физического воздействия.

На фиг. 2 показаны сигналы с датчиков пульса и дыхания. В варианте "1" показан вид воздействия на объект соответственно только в фазах систолы и вдоха.

В варианте "2" выходной сигнал физиотерапевтического аппарата возникает при замыкании цепи только в фазах выдоха и диастолы.

В варианте "3" усиление сигнала (тока или напряжения) на выходе первого и второго коммутаторов 4 и 8 происходит в соответствующие фазы (варианты "1" или "2") за счет параллельно подключенных переменных резисторов на фоне постоянного уровня, величина которого регулируется для каждого коммутатора изменением сопротивлений параллельно подключенных к ним переменных резисторов (на фиг.1 не показано) и увеличением амплитуды источника 9.

При этом, изменяя уровень источника физиотерапевтического или другого физического воздействия и величину сопротивления переменных резисторов, возможно получать разные соотношения постоянного выходного уровня и амплитуды в заданных фазах пульса и дыхания (фиг.2, вариант "3").

В варианте "1" используются все физиотерапевтические аппараты, в том числе все электростимуляторы и аппараты для электрофореза, излучатели электромагнитного диапазона и акустического, в том числе ультразвуковые в лечебных целях (неповреждающие дозы и мощности), капельницы, аппарат "искусственная почка", все массажеры для усиления мышц, улучшения питания ткани, усиления регенерации и микроциркуляции, для оптимизации тренировочной нагрузки у спортсменов и лечения травм.

В варианте "2" с воздействием только в фазы диастолы и выдоха при уменьшении кровенаполнения ткани используется биосинхронизация повреждающих (деструктивных) интенсивностей воздействий хирургическими лазерами, лазерами при фотодинамической терапии, для плазменного скальпеля и электрокоагулятора при различных операциях (аденома простаты, гинекологические, кожные, эндоскопические, резка, испарение, коагуляция и вапоризация дефектов кожи и слизистых), для биосинхронизации (с целью деструкции клеток и тканей или с целью диагностики и исследования) ультразвукового, ультрафиолетового, рентгеновского, гамма. Физиотерапевтические аппараты, в частности электростимуляторы, могут применяться в варианте "2" (воздействия в фазах диастолы и выдоха) только для борьбы с целлюлитом и при лечении грибковых и других инфекций на поверхности кожи.

В варианте "3" используются звуковые, световые и другие физические воздействия, чувствительность к которым резко меняется путем адаптации к уровню воздействия, т. е. преимущественно воздействия на рецепторы органов чувств организма человека - целебная музыка, звуковая и световая информация с целью обучения.

Пример 1. Больной П. 65 лет. Диагноз - хроническая венозная недостаточность, варикозная болезнь нижних конечностей. Измерение с помощью аппарата "Коралл" в нижней части голени показало одинаково сниженный уровень микроциркуляции на обеих конечностях. Электростимулятор "Стимул" использован в обычном режиме при воздействии на левую конечность и с устройством для биосинхронизации с автоматическим пропусканием тока только в фазы систолы и вдоха на правую конечность.

Все параметры, включая время воздействия, были идентичны. После 10 сеансов электротерапии в течение 10 дней на голени левой ноги уровень микроциркуляции увеличился с $8,1 \pm 0,4$ ед. до $10,2 \pm 0,5$ единиц, а через 7 дней опустился до $9,7 \pm 0,4$ ед. На правой ноге с использованием системы биосинхронизации увеличение оказалось достоверно более значительным и стабильным: $7,9 \pm 0,4$ до лечения и $18,7 \pm 0,6$ после лечения, в том числе $18,1 \pm 0,5$ спустя неделю.

Пример 2. Больная К. 72 года. Трофические язвы голени одинакового размера на левой и правой ногах площадью каждая по 4 кв.см. Проведено 15 ежедневных сеансов облучения гелий-неоновым лазером ЛГН-111 области язвы правой ноги и с теми же параметрами язвы левой ноги, но с облучением только в фазы систолы и вдоха и прерыванием облучения с помощью алюминиевой шторки, прикрепленной к электромагниту устройства биосинхронизации, в фазах диастолы и выдоха пациентки. Полная эпителизация язвы на левой ноге наступила уже после 13 сеансов. На правой ноге язва сократилась к 15 сеансу до 1 кв.см, и полностью закрылась лишь через 38 дней после начала лечения.

Пример 3. Использование электрокоагулятора для трансуретральной резекции фирмы "Wolf" с устройством биосинхронизации на 7 пациентах, прооперированных по поводу аденомы простаты, показало, что по сравнению с контрольной группой из 7 больных биосинхронизация режимов прижигания и резки током только в периоды уменьшения кровенаполнения ткани в фазах диастолы и выдоха позволила уменьшить кровопотери в среднем на $20 \pm 5\%$ и уменьшить зону некроза в гистологических образцах удаляемой ткани в среднем на 22 ± 4 мм.

Пример 4. Пациентка В. 32 года. В области шеи ниже затылка головы находятся два невуса диаметром 3,5 мм. Один невус удален путем вапоризации с помощью полупроводникового диодного лазера "АЛТО-хирург" мощностью 12 Вт в обычном режиме, другой невус практически той же симметричной локализации и размера - одновременно тем же лазером с теми же параметрами практически одинаково, но последовательно к педали включения лазерного излучения было подключено устройство для биосинхронизации, с помощью которого включение лазера во время нажатия педали происходило только в фазы выдоха и диастолы (вариант "2" фиг. 3). Разницы в размерах ран и скорости их заживления не обнаружено, время операции практически при удалении обеих дефектов кожи было одинаковым. Однако косметический эффект заметно отличался. При использовании системы биосинхронизации по сравнению с обычным способом рубец практически был не заметен и не содержал келоида, тогда как белое пятно при обычной лазерной хирургии было заметно больше.

Пример 5. Сравнивали глубину проникновения и концентрацию кальция при электрофорезе переносчика кальция ксидифона при постоянном потенциале и с системой биосинхронизации (биоуправления).

В опытах на кроликах использовали модуляцию с датчиков пульса и дыхания, устанавливаемых на ухо животного, в месте электрофореза ксидифона. Изучали концентрацию кальция в мышечной, хрящевой ткани уха кролика и костях конечностей при расположении отрицательного электрода на соответствующем месте конечности животного. Для контроля использовали ткани уха или конечности того же животного при проведении электрофореза ксидифона при постоянном потенциале (без биосинхронизации в ритмах кровотока) с помощью аппарата "Гармония". Проводили 15 ежедневных сеансов продолжительностью 20 минут. Последовательность проведения электрофореза при постоянном потенциале и в режиме биоуправления чередовали, у одних кроликов режим биоуправления проводили на левом ухе и конечности, у других на правом. После окончания курса электрофореза кроликов забивали через сутки внутривенной инъекцией хлороформа. Кусочки костной ткани и тканей уха или толстые срезы на замораживающем микротоме после фиксации формалином и отмывки для удаления свободнорастворимого кальция располагали на рубиновой подложке и исследовали модифицированным нами для биологических объектов методом электроннозондового рентгеноспектрального микроанализа [8].

Исследования проводили на рентгеноспектральном микроанализаторе Camebax-micro французской фирмы Сатеса. Для определения локальной концентрации кальция в объеме $1-3 \text{ мкм}^3$ и средней концентрации вдоль линии сканирования регистрировали интенсивность характеристического излучения при сравнении со стандартным объектом (кристаллы хлористого кальция). При этом вводили поправки на эффект поглощения рентгеновских лучей. Результаты показали, что содержание кальция в костной и в мышечной ткани в участках биоуправляемого электрофореза ксидифона достоверно превышало содержание кальция в участках электрофореза ксидифона при постоянном потенциале и в участках, в которых электрофорез не проводили. На 8 кроликах изучено концентрация кальция 32 кусочков мышечной и костной ткани (см. таблицу).

Пример 6. На 10 испытуемых в возрасте от 12 до 60 лет оценивали % запоминания 15 слов (названия различных предметов) в течение 90 секунд при предъявлении их на освещаемом табло либо постоянным по яркости светом (вариант контроля), либо с уменьшением яркости от постоянного уровня в контроле во время выдоха и во время диастолы. Табло с перечнем предметов в контроле и в опыте меняли для разных испытуемых. У всех без исключения испытуемых % запомненных слов в независимости от того или иного табло был выше в опыте (на 1-5 слов). При использовании системы биосинхронизации в среднем для всех испытуемых запомнилось на 2,3 слова больше (15,3%), чем при постоянном освещении табло.

Таким образом, использование системы биосинхронизации позволяет существенно увеличить эффективность существующих аппаратов для физиотерапии и

электрофореза, а также различных массажеров, не изменяя их конструкцию, повысить качество и снизить повреждение окружающей здоровой ткани при дополнении устройством для биосинхронизации хирургических лазеров и других источников физических воздействий на ткани организма, улучшить диагностические возможности физических методов (ультразвук, рентген и др.), автоматизировать проведение биоуправляемых ингаляций верхних дыхательных путей, улучшить восприятие и обучение.

Источники информации

1. Техника и методики физиотерапевтических процедур. Справочник, под. ред. В.М. Боголюбова. - М.: Медицина, 1983. - 352 с.

2. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия. -М., СПб.: СЛП, 1997. - 480 с.

3. Загускин С. Л. Биоритмы: энергетика и управление. /Препринт ИОФАН 236, М., 1986. - 56 с.

4. Загускин С.Л. Устройство для физиотерапии. Патент РФ 2033204. Приоритет 04.09.89.

5. Комаров Ф.И., Загускин С.Л., Рапопорт С.И. Хронобиологическое направление в медицине: биоуправляемая хронофизиотерапия // Терапевтический архив. 8. - 1994. - С.3-6.

6. Загускин С.Л. Биоритмологическое биоуправление. //Хронобиология и хрономедицина, второе издание под ред Ф.И.Комарова и С.И.Рапопорта. М.: Триада-Х., 2000. С.317-328.

7. Загускин С. С. , Оравский В.П., Рапопорт С.И. Способ избирательной деструкции раковых клеток. // Патент РФ 2147847 по заявке 99109270, приоритет 06.05.1999.

8. Загускин С.Л., Коган А.Б., Лидер В.В., Рожанский В.Н. Применение электронного зонда для микроаналитического определения локализации химических элементов в клетке. //Цитология. - 1967. - Т.IX, 6, - С. 741-746.

Формула изобретения:

1. Система биосинхронизации физиотерапевтических и деструктивных процессов воздействий, содержащая датчик пульса, подключенный через первый

усилитель ко входу первого узла управления, выход которого соединен с управляющим входом первого коммутатора, датчик дыхания, подключенный через второй усилитель ко входу второго узла управления, выход которого соединен с управляющим входом второго коммутатора, причем первый и второй коммутаторы включены в последовательную цепь между выходом источника физиотерапевтического или деструктивного процесса воздействия и объектом воздействия или выполнены с возможностью последовательного перекрытия или отклонения потока физиотерапевтического или деструктивного процесса воздействия с помощью соответствующего механического прерывателя или шторы.

2. Система по п.1, отличающаяся тем, что первый узел управления содержит последовательно соединенные регулируемый элемент задержки и элемент НЕ, зашунтированный ключом, и двухпозиционный переключатель, причем вход элемента задержки является входом первого узла управления, выход элемента НЕ соединен с размыкаемым контактом двухпозиционного переключателя, замыкаемый контакт которого подключен к шине источника отпирающего потенциала, а подвижный контакт является выходом первого узла управления.

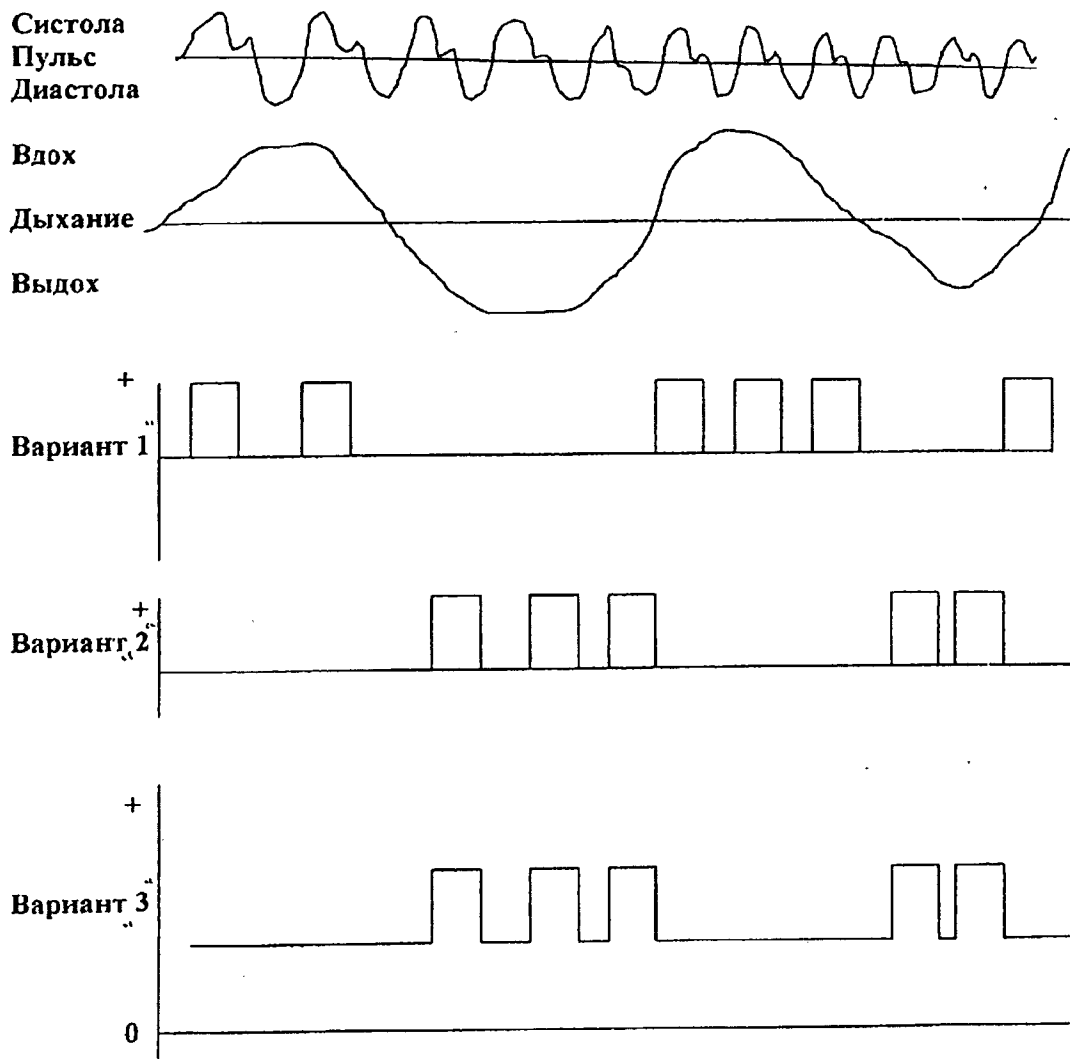
3. Система по п.1, отличающаяся тем, что второй узел управления содержит элемент НЕ, зашунтированный ключом, и двухпозиционный переключатель, причем вход элемента НЕ является входом второго узла управления, к выходу которого подключен подвижный контакт двухпозиционного переключателя, размыкаемый контакт которого соединен с выходом элемента НЕ, а замыкаемый контакт - к шине источника отпирающего потенциала.

4. Система по п.1, отличающаяся тем, что каждый коммутатор содержит электромагнитное реле для воздействия на механический прерыватель или шторку.

5. Система по п.1, отличающаяся тем, что каждый коммутатор содержит электромагнит для отклонения потока физиотерапевтического или деструктивного процесса воздействия.

Изменение концентрации кальция в мышечной и костной ткани кролика при биоправляемом электрофорезе 2% ксидифона.

Вид ткани и воздействия	Мышца	Кость
Контроль 1 (без электрофореза)	$0,78 \pm 0,05$	$3,16 \pm 0,07$
Контроль 2 (электрофорез при постоянном потенциале)	$0,88 \pm 0,03$	$3,18 \pm 0,08$
Электрофорез в режиме биоправления	$1,03 \pm 0,04$	$3,47 \pm 0,09$
Достоверность различия Р	$< 0,05$	$< 0,05$



Фиг.2

RU 2186584 C1

RU 2186584 C1